Physikalische Grundlagen der Medizin.

Die Polarisationskapazität der Haut und der Ohmsche Widerstand des menschlichen Körpers und ihr Einfluß auf die Form des mit dem Saitengalvanometer aufgenommenen Elektrokardiogrammms.

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der Doktorwürde

genehmigt von der

Mathematisch-naturwissenschaftlichen Fakultät

der

Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

zu Bonn

Von

Karl Dornseifer

aus Dortmund.

Bonn 1938

L. Neuendorff, Bonn, Kaiserstr. 42

Berichterstatter: Dozent Dr. W. Schmitz.

Mitberichterstatter: Prof. Dr. L. Grebe.

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Meiner lieben Mutter!

A. Einleitung.

Fließt durch den menschlichen Körper ein schwacher Gleichstrom, so fällt dieser von seinem Anfangswert, den er unmittelbar nach Anlegung der Spannung erreicht, schnell ab. Der Körper setzt dem Strom einen mit der Zeit wachsenden Widerstand entgegen, der hauptsächlich der Haut zukommt. Diese Tatsache, unterstützt durch andere Beobachtungen, hat dazu geführt, der Haut kapazitive Eigenschaften zuzuschreiben, ähnlich wie sie eine aus zwei blanken Elektroden in Kochsalzlösung bestehende elektrolytische Zelle besitzt. Analog wie bei der elektrolytischen Zelle, wo die scheinbare Widerstandszunahme auf der sogenannten Polarisation an den Elektroden beruht, spricht man auch von der Polarisation an der Haut und schreibt der Haut eine Polarisationskapazität zu. Fließt ein Wechselstrom durch den Körper, so äußert sich die Polarisation nicht in einer scheinbaren Erhöhung des Ohmschen Widerstandes, sondern in der kapazitiven Komponente des Widerstandes. Diese Erscheinung und zwar sowohl ihre absolute Größe wie ihr zeitlicher Verlauf ist daher von großer Bedeutung für die Elektrokardiographie: Sie entscheidet über die Brauchbarkeit stromverbrauchender Geräte wie des Saitengalvanometers, des alten Siemenselektrokardiographen oder auch von Verstärkeroszillographen mit niedrigem Eingangswiderstand. Als verbreitetester Stromelektrokardiograph ist in den folgenden Ausführungen immer das Saitengalvanometer als Beispiel herangezogen worden. Die Ausführungen gelten aber in sinngemäßer Erweiterung für alle Elektrokardiographen. Wohlgemerkt handelt es sich bei der Polarisation um eine Beeinflussung der Messung, die auf der rein elektrischen Anordnung des Meßsystems beruht; von den durch Trägheit oder andere mechanische Eigenschaf-

ten des Meßinstruments entstehenden Fehlern wird hierbei abgesehen.

Seit der Arbeit Kahlsons (1) über eine neue Methode der Elektrokardiographie sind nämlich diesem Verfasser eine Reihe von Autoren wie Groedel (2), Lueg und Gaarz (3), Ritzmann (4) und andere gefolgt, die alle die Überlegenheit der elektrokardiographischen Messungen mit Hilfe von Verstärkern über die direkten Messungen mit Saitengalvanometer betonen, und die die beim Gebrauch des letzteren durch Polarisation an der Haut bzw. den Elektroden entstehenden Verzerrungen nachzuweisen versuchen. Die Polarisation kann z. B. nach Lueg und Gaarz (3) eine künstliche S-Zacke oder nach Bickenbach und Butter (5) eine biphasische T-Zacke hervorrufen.

Groß (6) dagegen hält am Saitengalvanometer fest, und Schmitz und Schäfer (7) zeigen in einer Arbeit, daß bei Benutzung großflächiger Elektroden keine meßbaren Unterschiede zwischen Strom- und Spannungselektrokardiogramm vorhanden sind. Da auch beim Arbeiten mit Verstärkeroszillographen Entstellungen hervorgerufen werden können — der neue Siemensverstärkeroszillograph setzt z. B. voraus, daß die niedrigsten Frequenzen des EKG bei 1,4—2,0 Hertz liegen — ist es Aufgabe dieser Arbeit festzustellen, welche Werte die Polarisationskapazität unter den beim EKG vorliegenden Verhältnissen annehmen kann bei verschiedenen Elektrodenformen und -stoffen und verschiedenen äußeren Widerständen, und unter welchen Bedingungen der Einfluß der Polarisation zu vernachlässigen ist.

Die bisher vorliegenden Messungen über die Größe der Polarisationskapazität sind meist unter vollständig anderem Aspekt gemacht und daher auf die Elektrokardiographie nicht oder nicht ohne weiteres übertragbar. Die meisten Forscher wie Gildemeister (8), Hozawa (9) und Malov und Rschevkin (10) benutzen zu ihren Bestimmungen Variationen der Brückenmethode von Kohlrausch zur Bestimmung von Kapazitäten, arbeiten also mit Wechselstrom und untersuchen so die Größe und

Frequenzabhängigkeit der Körperkapazität in bestimmten Bereichen, wobei die heute untersuchten Frequenzen etwa zwischen 200 und 800 000 Hertz liegen.

Den anderen Weg, die beim Ein- und Abschalten einer Gleichspannung am Körper entstehenden Zacken zu untersuchen, versuchte bereits Einthoven, aber das ihm zur Verfügung stehende Saitengalvanometer erwies sich als für diese Messungen zu träge. Daher wandte Hozawa (11) statt der Methode der kontinuierlichen Aufnahme die der punktförmigen an, indem er den zu untersuchenden Stromkreis zu verschiedenen Zeiten nach dem Stromschluß mittels einer Art Helmholtzschen Pendels sehr kurze Zeit mit einem Strommesser in Verbindung brachte; die von ihm verwandten Spannungen lagen zwischen 6 und 18 Volt. Schäfer (12) untersuchte vor allem die Polarisationszacken an kleinen Hautstellen nach längerem Stromfluß und Bespülung der Haut mit verschiedenen Elektrolyten, er benutzte Spannungen von 2 Volt an. Holzer (13) untersuchte erstmalig die Stromzacken mit einem Kathodenstrahloszillographen, dem für die Messung solcher schnellen Abläufe einzig brauchbaren Gerät. Eine ähnliche Methode ist auch in vorliegender Arbeit angewandt worden.

B. *Theoretische Grundlagen.*

Infolge der Arbeiten von Lapicque, Garten und Gildemeister ist es bekannt, daß sich der menschliche Körper mit angelegten Elektroden in erster Näherung durch das in Abb. 1 wiedergegebene Ersatzchema ersetzen läßt. P stellt das Herz als Stromerzeuger dar. Der Körperinnenwiderstand ist r_1, hinter den ein Kondensator c geschaltet ist, als dessen Belegungen man sich die Haut und die Elektroden denken kann. Dem schlechten Isolationswiderstand des Kondensators trägt man Rechnung durch einen parallel geschalteten Widerstand r_2, r_3 ist der innere Widerstand des Meßinstruments. Nimmt man hierbei an, daß der Kondensator ein elektrolytischer ist, der Polarisationskapazität besizt, so erfüllt dieses Modell die vor allem von Gildemeister (14) gefundenen Ergebnisse: Es zeigt großen Gleichstromwiderstand, der mit steigender Meßspannung abnimmt, aber geringen Gleichstromwider-

stand unmittelbar nach dem Anlegen der Meßspannung. Der Wechselstromwiderstand nimmt mit wachsender Frequenz ab und wird durch Polarisation kaum oder garnicht geändert, ist also zeitlich unabhängig.

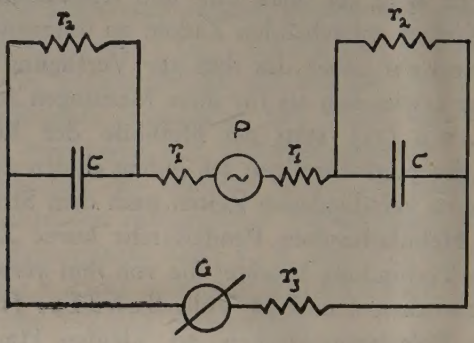


Abb. 1.

Da dieses so eingeführte Ersatzschema vollständig symmetrisch ist, läßt es sich zu dem in Abb. 2 gezeigten Schema zusammenfassen, wobei zu beachten ist, daß $R_2 = 2r_2$, $R_1 = 2r_1 + r_3$ und $C = \frac{c}{2}$ ist. Es bedeutet nun R_2 den Hautwiderstand und R_1 den Körperinnen- + Instrumentwiderstand.

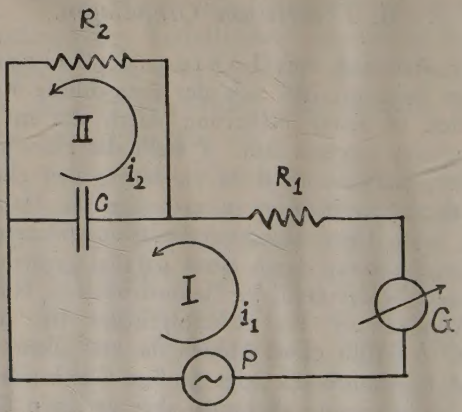


Abb. 2

Unter Zugrundelegung dieses Schemas lassen sich die Konstanten R_1, R_2 und C direkt bestimmen. Tastet man nämlich auf dieses Stromsystem an der Stelle P einen Gleichspannungsstoß von der EMK E, so fließt im Stromkreis (I) der Strom i_1 und im Stromkreis (II) der Strom i_2. Es gilt daher im Stromkreis (I) die Gleichung:

1) $$R_1\, i_1 + \frac{1}{C} \int i_1\, dt - \frac{1}{C} \int i_2\, dt = E\,.$$

Im Stromkreis (II) befindet sich keine eingeprägte EMK, daher gilt:

2) $$R_2\, i_2 + \frac{1}{C} \int i_2\, dt - \frac{1}{C} \int i_1\, dt = 0.$$

Durch Differentation beider Gleichungen ergibt sich:

3) $$R_1\, C \frac{di_1}{dt} + i_1 - i_2 = 0,$$

4) $$R_2\, C \frac{di_2}{dt} + i_2 - i_1 = 0.$$

Durch Einsetzung von i_2 aus (3) in (4) erhält man:

5) $$R_2\, C \frac{d}{dt} \left(R_1\, C \frac{di_1}{dt} + i_1\right) + R_2\, C \frac{di_1}{dt} = 0.$$

Einmalige Integration dieser Gleichung ergibt:

6) $$R_1\, R_2\, C \frac{di_1}{dt} + (R_2 + R_1)\, i_1 = K.$$

Diese Gleichung löst man durch Spaltung des Stromes i_1 in 2 Teilströme:

7) $$i_1 = i_1' + i_1'' ,$$

von denen der erste bereits eine partikuläre Lösung der Differentialgleichung (6) sein soll und zwar für so große Zeiten, für die der Strom i_1 konstant geworden ist. Gleichung (6) zerfällt dann in die beiden unabhängigen Differentialgleichungen

8) $$R_1\, R_2\, C \frac{di_1'}{dt} + (R_2 + R_1)\, i_1' = K\,.$$
$$R_1\, R_2\, C \frac{di_1''}{dt} + (R_2 + R_1)\, i_1'' = 0\,,$$

Da i'_1 also konstant ist, ist

$$\frac{di_1'}{dt} = o$$

und folglich

$$i_1' = \frac{K}{R_1 + R_2} .$$

Andererseits stellt der Teilstrom i'1 den stationären Endwert von i_1 dar, der sich nach dem Ohmschen Gesetz zu $\frac{E}{R_1 + R_2}$ berechnet (der Kondensator sperrt nach seiner Aufladung den Strom vollständig) d. h. $K = E$. Für die Berechnung des Teilstromes i"1 folgt aus (8):

$$\frac{di_1''}{dt} = - \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 C} i_1'' ,$$

$$\frac{di_1''}{i_1''} = - \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 C} dt ,$$

$$\log i_1'' = - \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 C} t + k' ,$$

$$i_1'' = k e^{- \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 C} t} .$$

Die vollständige Lösung für i_1 lautet daher:

9) $$i_1 = \frac{E}{R_1 + R_2} + k e^{- \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 C} t} .$$

Die Konstante k bestimmt sich aus der Bedingung heraus, daß $i_1 = \frac{E}{R_1}$ zur Zeit $t = o$ sein muß. (R_2 ist kurzgeschlossen durch den anfänglich unendlich kleinen Widerstand der Kapazität.) Also gilt:

$$i_{1_0} = \frac{E}{R_1 + R_2} + k = \frac{E}{R_1} ,$$

$$k = \frac{E}{R_1} - \frac{E}{R_1 + R_2} = \frac{E}{R_1 + R_2} \frac{R_2}{R_1} .$$

Die Einsetzung dieses Wertes für k in die Gleichung (9) ergibt:

10) $$i_1 = \frac{E}{R_1 + R_2} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} e^{- \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 C} t} \right) ,$$

das heißt i_1 fällt in Form einer Exponentialkurve ab. Die Zeitkonstante dieses äußeren Stromkreises ist:

$$T = C \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} .$$

Hieraus berechnet sich C, die Polarisationskapazität der Haut, zu:

$$C = T \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2} ,$$

wenn R_1, R_2 und T experimentell bestimmt sind. Nun ergibt die Messung den zeitlichen Verlauf von i_1, hieraus ist R_1 und R_2 bestimmbar; denn es ist zur Zeit $t = 0$:

$$i_1 = \frac{E}{R_1}$$

und zur Zeit $t = \infty$ (bei den in Frage kommenden kleinen Zeitkonstanten wird praktisch dieser Wert innerhalb einer Sekunde erreicht):

$$i_1 = \frac{E}{R_1 + R_2} .$$

Bei gegebenem E und bekannter Empfindlichkeit der Meßapparatur ist so R_1 und $(R_1 + R_2)$ bestimmt und folglich auch $R_2 = (R_1 + R_2) - R_1$. T die Zeitkonstante ist aus der Gleichung (10) als nunmehr einzige Unbekannte zu berechnen.

C. *Meßapparatur.*

Da durch die Untersuchungen Gildemeisters (14) starke Spannungs- und Stromstärkeabhängigkeit des menschlichen Körperwiderstandes festgestellt wurde, wenn die angelegten Spannungen größer als 0,5 Volt waren, es aber bei vorliegender Arbeit darauf ankam, die Größe der Polarisationskapazität zu bestimmen, die in elektrokardiographische Messungen hineinspielt, wo die elektromotorische Kraft des Herzens sich in einer Größenordnung von 1 mV bewegt, wurden für die EMK des Gleichspannungsstoßes 10 bis 50 mV gewählt, die niedrigsten Spannungen, bei denen sich der Einfluß der Muskelaktionsströme in den Messungen unterdrücken ließ. Der durch die Polarisation an der Haut bzw. an den Elektroden entstellte Gleichspannungsstoß wurde mittels eines Gleichstromverstärkers nach W. Schmitz (7, 15) verstärkt, an die Ablenkplat-

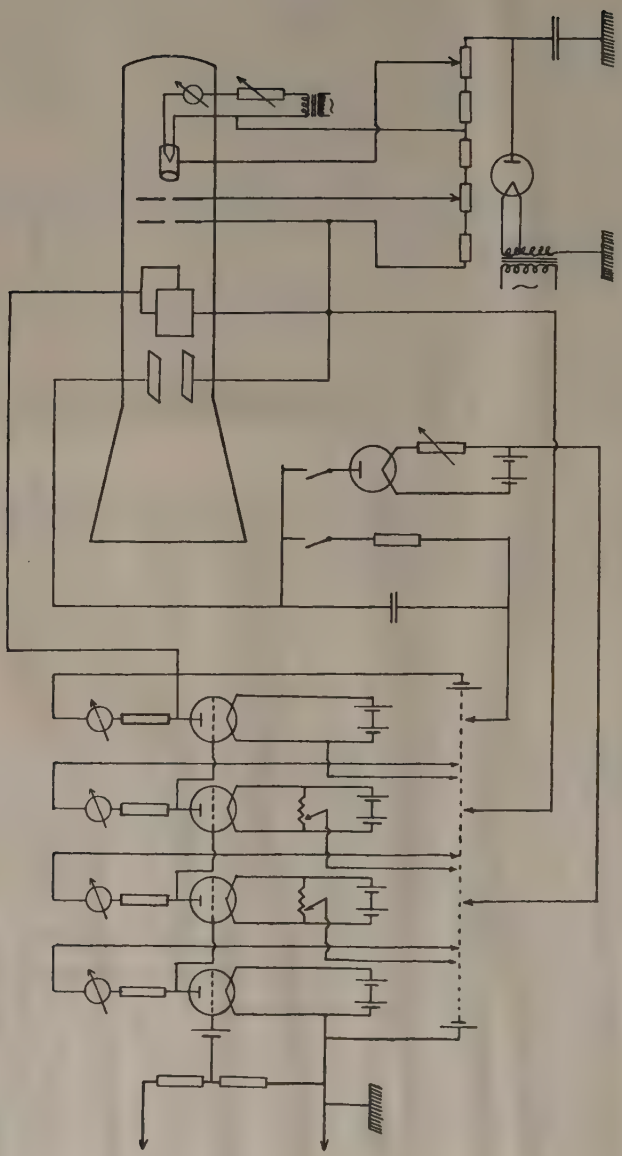


Abb. 3.

ten einer Braunschen Röhre geführt, dort photographiert und dann ausgemessen.

Verstärker: Der Verstärker ist in dem Übersichtsschema in Abb. 3 der Schaltung nach beschrieben; er bestand aus 4 Röhren Re 034, bei denen die Spannungsänderungen an dem im Anodenkreis liegenden Hochohmwiderstand direkt dem Gitter der nächsten Röhre zugeführt wurden, ohne ein Kopplungsglied zwischenzuschalten. Durch ein im Eingang des Verstärkers liegendes hochohmiges Potentiometer erfolgte eine Regulierung der Empfindlichkeit, indem dem Gitter der ersten Röhre ein variabler Bruchteil der Eingangsspannung zugeführt wurde. Das Gitter der ersten Röhre besaß zudem eine feste negative Vorspannung, damit die Anodenspannung der ersten Röhre gleich ziemlich groß gemacht werden konnte.

Braunsche Röhre: Es wurde eine von der Firma Leybold hergestellte gasgefüllte Röhre Typ Ag/D/4 benutzt mit im Sockel herausgeführten Ablenkplatten und indirekter Heizung. Die Heizspannung konnte daher ebenso wie die Hochspannung einem Netzanschlußgerät entnommen werden. Die Beschleunigungsspannung an der Röhre betrug 2 600 Volt, um bei der benutzten Höchstgeschwindigkeit des Fleckes von etwa 5 cm/σ noch ausreichende Helligkeit für die Photographie zu erreichen.

Zeitablenkung: Um den zeitlichen Verlauf des von der Braunschen Röhre angezeigten Gleichspannungsstoßes festzuhalten, bestanden die Möglichkeiten mit laufendem Film oder mit an dem zweiten Plattenpaar angeschlossener Zeitablenkung zu arbeiten. Da sich die erforderliche Filmgeschwindigkeit nicht erreichen ließ und eine Plattenschießkamera für viele Messungen unzweckmäßig war, wurde eine Zeitablenkung gewählt. Die Zeitablenkung wurde erzielt durch die Aufladung eines Kondensators von 0,1 μF über einen Widerstand, und zwar konnte wegen der exponentiellen Aufladung eines Kondensators kein gewöhnlicher Widerstand benutzt werden, sondern es wurde ein Wolframwiderstandsrohr gebraucht, durch

dessen konstante Emission eine konstante Aufladung des Kondensators erzielt wurde. Die Veränderung des Heizstromes des Widerstandsrohrs ermöglichte dann eine Variierung der Schnelligkeit der Aufladung und damit der Zeitablenkung. Die an dem Kondensator liegende Spannung von 320 Volt wurde der für den Betrieb des Gleichstromverstärkers erforderlichen Hochspannungsbatterie entnommen.

Die Eichung der Zeitablenkung geschah mit Hilfe einer Stimmgabel, indem die Schwingungen der Stimmgabel in einer darunter befindlichen Spule einen sinusförmigen Strom induzieren. Beim Anschluß dieser Spule an den Verstärker ergibt sich auf der Braunschen Röhre eine Sinuskurve, deren Spitzen einen Abstand von $^1/_{435}$ sec. haben.

D. *Meßmethode.*

Im Eingangskreis des Verstärkers (Abb. 4), in dem der menschliche Körper lag, war ein Drehschalter angebracht, der es ermöglichte, dem Eingangswiderstand des Verstärkers Widerstände in

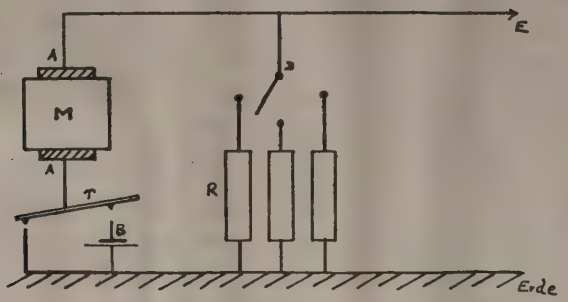


Abb. 4.
M = Mensch, A = Ableiteleketroden, T = Taste,
B = Batterie, D = Drehschalter, = Meßwiderstände,
E = Eingang des Verstärkers.

der Größe von 300 bis 8000 Ohm parallel zu schalten, um so die in der Saitengalvanometrie vorliegenden Verhältnisse zu erhalten,

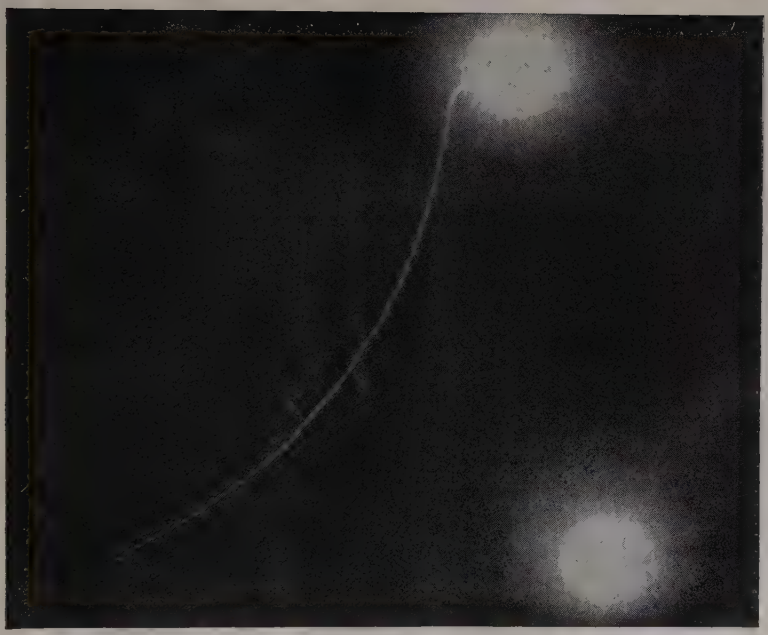


Abb 5.

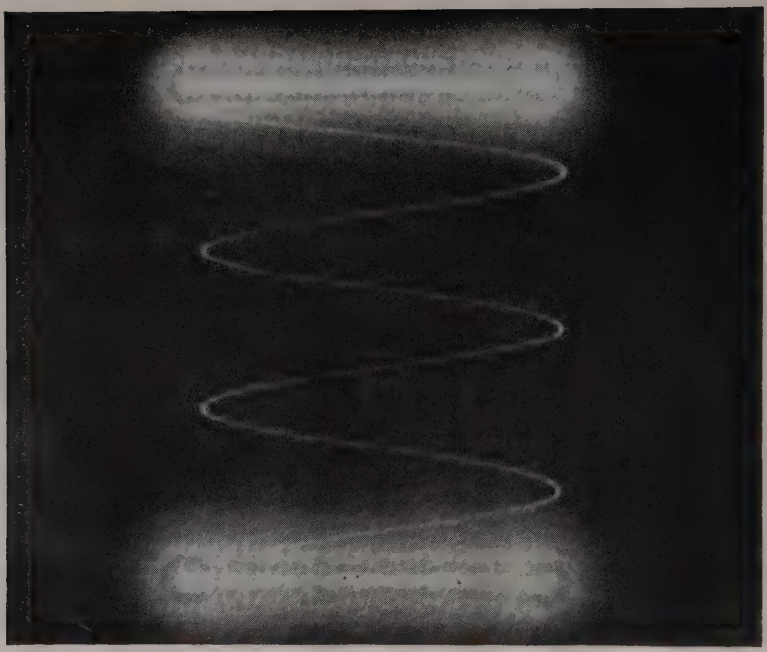


Abb. 6.

wo der Saitenwiderstand in der Größenordnung von 1000 bis 10 000 Ohm liegt. Bei großflächigen Elektroden mußten verhältnismäßig kleine Parallelwiderstände gewählt werden, um genügend große Polarisationszacken für die Ausmessung zu erhalten.

Körperkreis und Zeitablenkungskreis wurden gleichzeitig geschlossen, d. h. der Gleichspannungsstoß auf den Körper geschaltet und die Zeitablenkung eingeleitet, mittels einer Doppeltaste mit fein verstellbaren leicht federnden Platinkontakten, die eine Einstellung auf 1σ genau ermöglichten. Beim Öffnen der Taste wurde automatisch der Körperkreis kurzgeschlossen und der Kondensator über einen Widerstand von 500 Ohm entladen, sodaß dann sofort eine neue Messung erfolgen konnte. Die so auf der Braunschen Röhre erzielten Bilder wurden durch eine Leica-Kamera auf Mimosa-Extrema-Film aufgenommen, die Negative im Vergrößerungsapparat auf Millimeterpapier projiziert und mit der Hand nachgezeichnet. Abb. 5 zeigt eine solche vergrößerte Aufnahme, Abb. 6 eine Aufnahme der Eichung der Zeitablenkung.

Ebenfalls gemessen werden mußte nach jeder Regulierung am Eingangspotentiometer die Empfindlichkeit des Verstärkers bzw. der Ausschlag auf der Braunschen Röhre pro mV am Eingang des Verstärkers liegender Spannung.

Von den Polarisationskurven diente gemäß dem in B) Gesagten der maximale Ausschlag, die Polarisationsspitze, zur Berechnung des Körperinnenwiderstandes und der bleibende Restausschlag zur Bestimmung des Körperinnen- plus Haut-Elektrodenwiderstandes. Die Zeitkonstante berechnet sich mit Hilfe der Zwischenwerte von i_1 aus Gleichung (10).

Die Ableiteelektroden.

Als Ableiteelektroden wurden sowohl Bindeelektroden wie Wannenelektroden benutzt. Als Material für die Bindeelektroden dienten Silber-, Kupfer- und Bleibleche in einer Größe von 10 cm^2 bis 80 cm^2, diese wurden auf die durch Äther ohne starke Reibung gereinigte Haut mittels in 10 proz. Kochsalzlösung getränkter Bin-

den festgelegt, wobei eine Schicht gut feuchter Binde zwischen Haut und Elektroden lag. Versucht wurde eine Ableitung von den Außenseiten des rechten Unter- und Oberarmes und von beiden Oberarmen, wobei der Ableitung von einem Arm der Vorzug gegeben wurde, wegen der geringeren Beeinflussung durch Muskelaktionsströme. Die Wannenelektroden waren ähnlich den von Groß (16) benutzten: amalgamierte Zinkbleche von 6×15 cm Größe in 10 proz. Zinksulfatlösung in Tonzellen von 6,6 cm Durchmesser, die ihrerseits in Glasschalen, gefüllt mit 10 proz. Kochsalzlösung, standen von 21 cm Durchmesser und 12,5 cm Höhe. In diese Schalen wurden beide Hände bis zum Handgelenk eingetaucht.

Versuchspersonen.

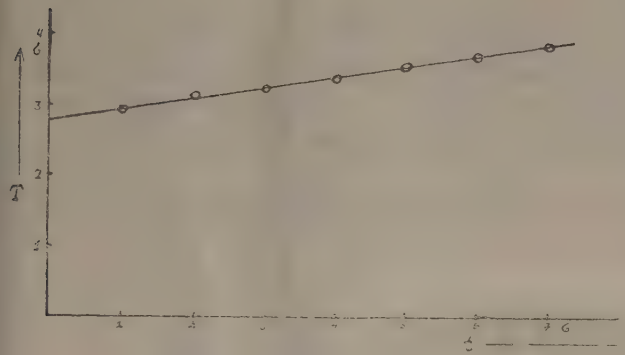
Bei den Versuchen saßen die Versuchspersonen bequem mit aufgelegten Unterarmen; alle Versuche wurden morgens gemacht, wenn also am Versuchstage noch keine besonderen Körperbewegungen stattgefunden hatten. Die Messungen sind an drei Personen verschiedenen Alters gemacht worden. Bei den geringen verwandten Spannungen von 10 bis 50 mV befanden sich die Stromstärken weit unterhalb der Reizschwelle, und es konnten natürlich keine sensiblen Empfindungen und Muskelzuckungen auftreten.

E. *Versuchsergebnisse.*

a) Die Zeitabhängigkeit der Polarisationskapazität.

Als erstes Versuchsergebnis zeigte sich, daß das in Abb. 2 angegebene Ersatzschema wirklich nur eine erste Näherung darstellt; denn bei Zugrundelegung dieses Schemas muß die zu verschiedenen Zeiten t aus einer Polarisationskurve berechnete Zeitkonstante T konstant sein oder anders ausgedrückt, es müßte jede solche Polarisationskurve durch eine e-Funktion dargestellt werden, ihre Umzeichnung in logarithmisches Papier also eine Gerade ergeben. Die Versuche zeigten eindeutig, daß dies nicht der Fall ist. Die Zeit-

konstante T wächst mit der Zeit t [1]). Dieses ist für ein Beispiel dargestellt in Abb. 7.



Ag — El. 80 cm²,
E = 20 mV,
R_1 = (280 + 500) Ω,
R_2 = 1670 Ω.

Abb. 7.

Es ergab sich bei allen Versuchen ein fast lineares Anwachsen von T während der untersuchten Zeit bis zu 10σ. Da sich begründeterweise annehmen läßt, daß sich die Widerstände nicht ändern, bedeutet dies also eine mit der Zeit t anwachsende Kapazität C des angenommenen Hautkondensators. Diese Tatsache läßt sich einmal deuten, indem man annimmt, daß es sich hier nicht um einen wirklichen Kondensator handelt, sondern um eine Polarisationszelle mit Polarisationskapazität, die sich nach Krüger (18) zusammensetzt aus der elektrostatischen Kapazität, die ihren Ursprung hat in der durch das Potential Elektrode Lösung bedingten Doppelschicht, daher auch Doppelschichtenkapazität genannt, und der elektrolytischen Kapazität, die entsteht infolge der durch den Stromdurchgang verursachten Konzentrationsänderungen an den Elektroden, denen die

1) Auch Schäfer (12) und Ballins (17) fanden, daß die Polarisationsspitze keine reine Exponentialkurve ist. Sie haben allerdings keine vergleichbaren quantitativen Daten über das Wachsen von T angegeben. Wenn Schäfer eine Änderung von T überhaupt erst nach 0,02 sec feststellt, so beruht das auf der verwandten zu trägen Apparatur.

Diffusion entgegenwirkt, daher auch Diffusionskapazität genannt. Letztere ist von der Menge der an den Elektroden bzw. im vorliegenden Fall an den Zellwänden gestauten Ionen abhängig und daher zeitabhängig.

Will man aber die Tatsache, daß die Zeitkonstante T mit der Zeit zunimmt, erklären nur durch exakte physikalische Größen, so ist dies möglich durch Erweiterung des zu Grunde gelegten Ersatzschemas zu dem in Abb. 8 wiedergegebenen Schema.

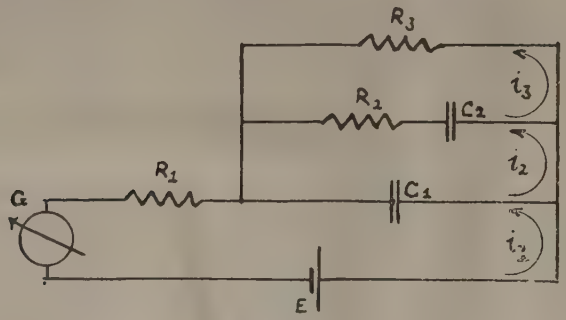


Abb. 8.

Hieraus ergibt sich für i_1 derselbe Anfangs- und Endwert wie aus dem in Abb. 2 gezeigten Schema. Der Verlauf zwischen diesen beiden Werten ist jetzt bestimmt durch eine Summe von 2 e-Funktionen mit verschiedenen Exponenten. Da die Rechnung zu ziemlich verwickelten Resultaten führt, und diese nicht weiter benutzt werden konnten, sind dieselben in der Anm. 2 wiedergegeben. Man sieht aber den Ergebnissen an, daß wenn die Exponenten der e-Funktionen sehr verschieden sind, erst das eine Glied fast allein wirksam ist, dann das zweite langsam sich bemerkbar macht und schließlich allein bestimmend ist. Dies erklärt qualitativ das lineare Anwachsen von T bzw. C während der ersten 10σ.

Da die Schnelligkeit der Zunahme von C abhängig ist von der Größe der Widerstände, ist bei den folgenden Versuchsdaten immer der Wert von C angegeben, der für die Zeit t = o aus den Versuchsdaten extrapoliert wurde.

Anmerkung 2: Für die einzelnen Stromkreise des in Abb. 8 dargestellten Ersatzschemas gelten die Gleichungen:

1) $$R_1 i_1 + \frac{1}{C_1} \int i_1 \, dt - \frac{1}{C_1} \int i_2 \, dt = E ,$$

2) $$R_2 i_2 + \frac{1}{C_1} \int i_2 \, dt + \frac{1}{C_2} \int i_2 \, dt + R_2 i_3 - \frac{1}{C_2} \int i_3 \, dt + \frac{1}{C_1} \int i_1 \, dt = 0 ,$$

3) $$(R_3 + R_2) i_3 + \frac{1}{C_2} \int i_3 \, dt - R_2 i_2 - \frac{1}{C_2} \int i_2 \, dt = 0 .$$

Durch Differentation jeder dieser Gleichungen erhält man:

4) $$R_1 \frac{di_1}{dt} + \frac{i_1}{C_1} - \frac{i_2}{C_1} = 0 ,$$

5) $$R_2 \frac{di_2}{dt} + i_2 \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2}\right) - R_2 \frac{di_3}{dt} - \frac{i_3}{C_2} - \frac{i_1}{C_1} = 0 ,$$

6) $$(R_3 + R_2) \frac{di_3}{dt} + \frac{i_3}{C_2} - R_2 \frac{di_2}{dt} - \frac{i_2}{C_2} = 0 .$$

Aus Gleichung (4) i_2 eliminiert, ergibt:

7) $$i_2 = i_1 + C_1 R_1 \frac{di_1}{dt} .$$

Gleichung (5) und (6) addiert, ergibt:

8) $$i_2 - i_1 + C_1 R_3 \frac{di_3}{dt} = 0 .$$

Hierin i_2 nach Gleichung (7) eingesetzt, ergibt:

9) $$R_1 \frac{di_1}{dt} + \frac{di_3}{dt} R_3 = 0 .$$

Durch Integration von (9) erhält man:

$$R_1 i_1 + R_3 i_3 = K ,$$

10) $$i_3 = \frac{K - R_1 i_1}{R_3} .$$

Nach Einsetzung des Wertes von i_2 aus (7) und i_3 aus (10) in Gleichung (6) bekommt man:

$$(R_3 + R_2)\frac{R_1}{R_3}\frac{di_1}{dt} - \frac{K - R_1 i_1}{C_2 R_3} + R_2\frac{di_1}{dt} + C_1 R_1 R_2\frac{d^2 i_1}{dt^2}$$

$$+ \frac{i_1}{C_2} + R_1\frac{C_1}{C_2}\frac{di_1}{dt} = o\,,$$

11) $$\frac{d^2 i_1}{dt^2} + \frac{di_1}{dt}\frac{R_1(R_2 + R_3)C_2 + R_2 R_3 C_2 + R_1 R_3 C_1}{C_1 C_2 R_1 R_2 R_3}$$

$$+ i_1\frac{R_1 + R_3}{C_1 C_2 R_1 R_2 R_3} = K.$$

Die vollständige Lösung dieser Gleichung ergibt sich wieder als Summe aus der Lösung der durch Nullsetzung von (11) entstehenden homogenen Differentialgleichung

12) $$\frac{d^2 i_1}{dt^2} + \frac{di_1}{dt}\frac{R_1(R_2 + R_3)C_2 + R_2 R_3 C_2 + R_1 R_3 C_1}{C_1 C_2 R_1 R_2 R_3}$$

$$+ i_1\frac{R_1 + R_3}{C_1 C_2 R_1 R_2 R_3} = o\,,$$

und dem stationären Endwert von i_1 für die Zeit $t = \infty$; welcher lautet:

$$i_1 = \frac{E}{R_1 + R_3}\,.$$

Zur Lösung von (12) macht man den Ansatz:

$$i_1 = A\,e^{-mt}\,.$$

Dies führt zur charakteristischen Gleichung von (12):

$$m^2 - m\frac{R_1(R_2 + R_3)C_2 + R_2 R_3 C_2 + R_1 R_3 C_1}{C_1 C_2 R_1 R_2 R_3}$$

$$+ \frac{R_1 + R_3}{C_1 C_2 R_1 R_2 R_3} = o\,.$$

Die Auflösung nach m ergibt:

13) $$m_{1,2} = \frac{R_1(R_2 + R_3)C_2 + R_2 R_3 C_2 + R_1 R_3 C_1}{2 C_1 C_2 R_1 R_2 R_3}$$

$$\pm \frac{\sqrt{(C_2 R_1 R_2 + C_2 R_1 R_3 + C_2 R_2 R_3 - R_1 R_3 C_1)^2 + 4 C_1 C_2 R_1^2 R_3^2}}{2 C_1 C_2 R_1 R_2 R_3}\,.$$

Wie sich leicht erkennen läßt, ist sowohl m_1 wie m_2 für beliebige Werte der C und R positiv. Die vollständige Lösung von i_1 lautet nun:

14) $$i_1 = \frac{E}{R_1 + R_3} + A_1 e^{-m_1 t} + A_2 e^{-m_2 t}$$

wobei A_1 und A_2 noch zu bestimmen sind. Es ist aber zur Zeit $t = o$, $i_1 = \frac{E}{R_1}$. Folglich muß sein:

$$i_1 = \frac{E}{R_1 + R_3} + A_1 + A_2 = \frac{E}{R_1},$$

15) $$A_1 + A_2 = \frac{R_3}{R_1} \frac{E}{R_1 + R_3}.$$

Ferner ist nach (7):

$$i_3 = i_1 + C_1 R_1 \frac{di_1}{dt}.$$

Hieraus folgt bei Einsetzung des in (14) errechneten Wertes für i_1:

$$i_3 = \frac{E}{R_1 + R_3} + A_1 e^{-m_1 t} + A_2 e^{-m_2 t} - C_1 R_1 m_1 A_1 e^{-m_1 t}$$
$$- C_1 R_1 m_2 A_2 e^{-m_2 t}.$$

Zur Zeit $t = o$ ist $i_2 = o$, also

$$\frac{E}{R_1 + R_3} + A_1 + A_2 - C_1 R_1 m_1 A_1 - C_1 R_1 m_2 A_2 = o.$$

Hieraus ergibt sich:

16) $$A_2 = \frac{\frac{E}{R_1^2 C_1} - m_1 \frac{R_3}{R_1} \frac{E}{R_1 + R_3}}{m_2 - m_1},$$

17) $$A_1 = \frac{m_2 \frac{R_3}{R_1} \frac{E}{R_1 + R_3} - \frac{E}{R_1^2 C_1}}{m_2 - m_1}.$$

Hiermit sind alle in der Gleichung (14) vorkommenden Größen durch die R und C ausgedrückt. Es fällt i_1 von dem Wert $\frac{E}{R_1}$ zur Zeit $t = o$ ab auf den Wert $\frac{E}{R_1 + R_3}$. Es sind 2 abklingende Glieder mit verschiedenen Zeitkonstanten wirksam, beides sind abklingende Glieder, da m_1 und m_2 positiv sind. Dieses Ergebnis reicht leider nicht zu einer einzelnen Berechnung von C_1 und C_2 aus.

b) Unabhängigkeit der Polarisation von der Tastspannung.

Die in der Tabelle 1 wiedergegebenen Daten sind als Beispiel gewählt, um zu zeigen, daß infolge der äußerst geringen Stromdichte bei einer Vergrößerung der Tastspannung von 10 auf 50 mV keine Änderung der Körperwiderstände und der Hautpolarisation und infolgedessen der Kapazität stattfindet. Man kann also mit Recht annehmen, daß auch bei 1 mV Spannung dieselben Größen bestimmend sind, hier also die in der Elektrokardiographie vorliegenden Größen gemessen werden. Das ist nicht selbstverständlich;

R_1 in Ω	10 mV C in μF	20 mV C in μF	30 mV C in μF	40 mV C in μF	50 mV C in μF
300 + 300	1,88	1,97	1,98	1,97	1,88
400 + 300	1,87	2,05	2,13	1,99	1,90
500 + 300	1,89	2,23	2,07	2,09	1,93
1000 + 300	1,90	2,23	2,13	2,16	2,01

Tabelle 1.
Vp. 1. Kupferelektroden 4×7,5 cm an der Außenseite des rechten Unter- und Oberarmes. R_2 ca. 10 000 Ohm.

denn Gildemeister (14) fand z. B. bei Vergrößerung einer an einen Menschen gelegten Spannung von 1 V auf 2 V eine Verringerung des Körperwiderstandes von 137 000 auf 71 200 Ohm und bei nachheriger Verminderung der Spannung auf 1 V wieder eine entsprechende Vergrößerung des Widerstandes.

Wie diese Daten zugleich zeigen, ist C unabhängig von einer Veränderung des in R_1 enthaltenen Widerstandes R_M des Meßinstrumentes, dagegen weist das Verhältnis des durch die Polarisation bewirkten hohen Anfangswertes des Stromes zum bleibenden Dauerstrom, gemäß der theoretischen Ableitung S. 9 gegeben durch den Ausdruck $P = \frac{R_1 + R_2}{R_1}$, der ein Maß für die absolute Größe

der Polarisation ist, eine starke Verkleinerung mit wachsendem R_1 auf, wie Abb. 9 zeigt.

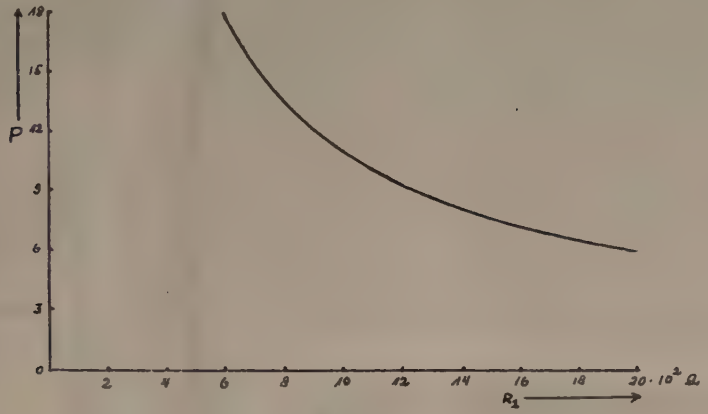


Abb. 9.

c) Beeinflussung der Polarisation durch die Elektrodengröße.

Abb. 10 zeigt die graphische Darstellung von Versuchsdaten, die mit Kupferelektroden von verschiedener Größe von Versuchsperson 2 gewonnen wurden. Die Elektroden lagen wieder an der

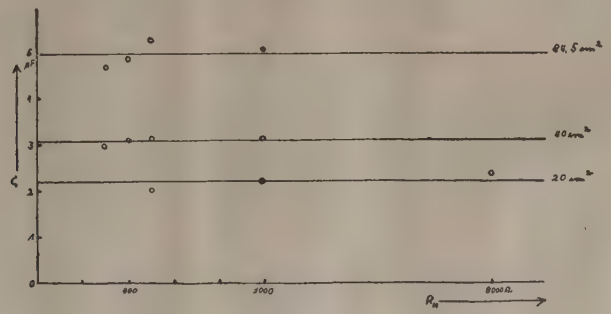


Abb. 10.

Kupferelektroden 84,5 cm² (R_2 = 2250 Ω, $R_1 = R_M + 250$ Ω.)
40,0 cm² (R_2 = 4700 Ω, $R_1 = R_M + 300$ Ω.)
20,0 cm² (R_2 = 7000 Ω, $R_1 = R_M + 500$ Ω.)

Außenseite des rechten Unter- und Oberarmes bei einer Tastspannung von 10 mV. Wie schon erwähnt konnte bei sehr größenverschiedenen Elektroden nicht mit gleichen Meßwiderständen gearbeitet werden, um gut ausmeßbare Polarisationszacken zu erhalten. Die Abbildung zeigt deutlich die mit wachsender Elektrodengröße zunehmende Polarisationskapazität.

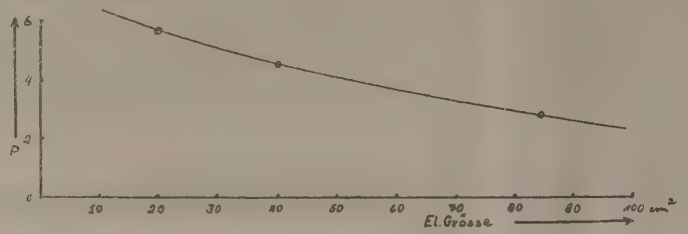


Abb. 11.

Abb. 11 zeigt wieder die Abhängigkeit des Verhältnisses $P = \frac{R_1 + R_2}{R_1}$ von der Elektrodengröße für einen festen Meßwiderstand von 1000 Ohm. Die Änderung erfolgt entgegengesetzt der Änderung der Polarisationskapazität.

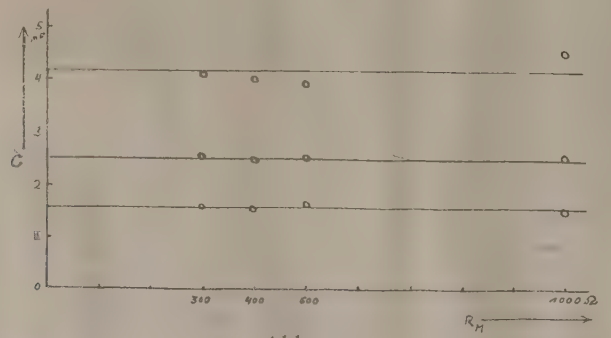


Abb. 12.

Bleielektroden 84,5 cm² ($R_2 = 2500\ \Omega$, $R_1 = R_M + 300\ \Omega$.)
40,0 cm² ($R_2 = 4700\ \Omega$, $R_1 = R_M + 300\ \Omega$.)
20,0 cm² ($R_2 = 10000\ \Omega$, $R_1 = R_M + 500\ \Omega$.)

d) Versuche an Blei- und Silberelektroden.

Von Versuchsperson 2 ist nun noch in Abb. 12 eine Versuchsreihe mit Bleielektroden und in Abb. 13 eine Versuchsreihe mit Silberelektroden wiedergegeben.

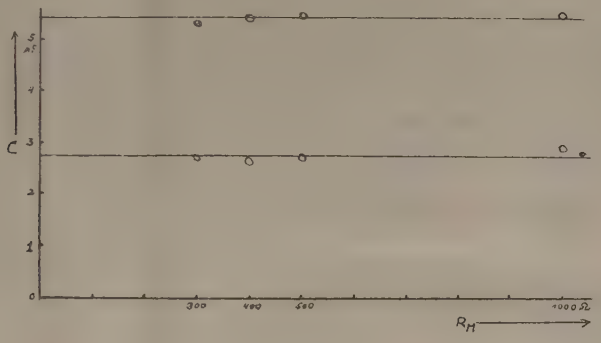


Abb. 13.

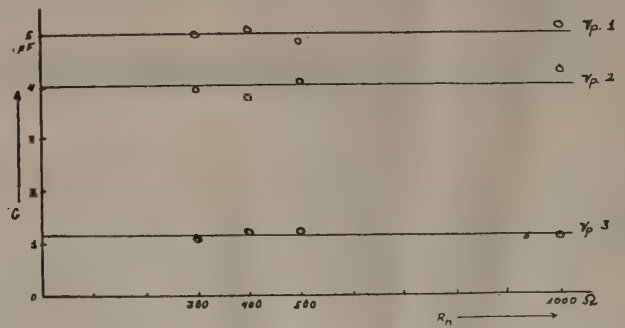
Silberelektroden 80,0 cm² (R_2 = 1700 Ω, R_1 = R_M + 280 Ω.)
40,0 cm² (R_2 = 4300 Ω, R_1 = R_M + 400 Ω.)

Die Versuche zeigen, daß bei Bindeelektroden die Abhängigkeit der Polarisationskapazität vom verwandten Elektrodenmaterial zwar ziemlich gering ist, aber doch eine Abnahme feststellbar ist bei Blei im Verhältnis zum Silber und Kupfer, während bei Silber und Kupfer keine eindeutige Abweichung feststellbar war, wobei zu beachten ist, daß die Abweichungen der Versuchsdaten bei gleichen Versuchspersonen an verschiedenen Tagen bis 10% betrugen. Da nun die Polarisationskapazität umso kleiner ist, je größer die Polarisierbarkeit eines Stoffes ist, so zeigt sich also bei dem unedelsten der untersuchten Metalle die größte Polarisierbarkeit. Eine Tatsache die bekannt war, aber in ihren Ausmaßen meist weit überschätzt wurde, da keine quantitativen Daten vorlagen. Die Widerstandsverhältnisse werden, wie zu erwarten war, durch das Elektrodenmaterial nicht betroffen, doch zeigten die Bleielektroden bei

den Versuchen die größten Abweichungen und oft stark erhöhten Hautelektrodenwiderstand, was wohl auf der leichten Oxydierbarkeit und der damit verbundenen schwierigen Reinhaltung des Bleies beruht.

e) Versuche mit Wannenelektroden.

Zum Abschluß der Meßdaten seien noch einige Versuchsergebnisse wiedergegeben mit den auf Seite 16 beschriebenen Wannenelektroden. Die Ergebnisse sind von drei Versuchspersonen, darunter die beiden schon erwähnten.



Abb, 14.

Wannenelektroden, 20 MV Tastspannung.
Vp. 1 : R_2 = 900 Ω, $R_1 = R_M +$ 950 Ω.
Vp. 2 : R_2 = 2100 Ω, $R_1 = R_M +$ 1080 Ω.
Vp. 3 : R_2 = 300 Ω, $R_1 = R_M +$ 850 Ω.

Dies sind Werte für die Polarisationskapazität, die durchaus in der Größenordnung der bei Bindeelektroden gefundenen Werte liegen. Berücksichtigt man allerdings, daß die bei den benutzten Wannenelektroden eintauchende Hautfläche noch größer ist als bei den größten untersuchten Bindeelektroden, so ist die Polarisationskapazität verhältnismäßig etwas kleiner; es weisen also die von Groß empfohlenen Elektroden, ganz anders als erwartet, eine größere Polarisierbarkeit auf als Bindeelektroden, was jedoch nicht auf

die Elektroden zurückzuführen ist, sondern einen ersten Beweis dafür darstellt, daß nicht die Polarisation an den Elektroden, sondern an der Haut die für den Wert der Polarisationskapazität entscheidenden Einfluß hat. Während nämlich die Polarisation bei Anlegung der Elektroden an einen Arm oder an beide Oberarme keine meßbaren Unterschiede zeigte, besitzen die Hände eine größere Polarisierbarkeit, was schon Einthoven und Bijtel (19) mit Wechselstrommessungen und Gildemeister (20) bei Beobachtung von elektrischen Schwingungen an einem aus Körperhaut und Induktionsspule zusammengesetzten System bewies. Ebenso zeigt der Körperinnenwiderstand keine merkliche Änderung bei Messung zwischen zwei Elektroden an einem Arm oder an beiden Oberarmen, während er sich vervielfachte bei den Messungen mit Wannenelektroden. Dies bestätigt ein Ergebnis von Malov und Rschevkin (21), die bei Wechselstrommessungen fanden, daß der größte Teil des Körperinnenwiderstandes sich an den engsten Stellen der Arme, den Handgelenken, befindet.

Die den Zusammenhang zwischen der Höhe der Polarisationszacke und dem äußeren Widerstand aufweisende Kurve in Abb. 15

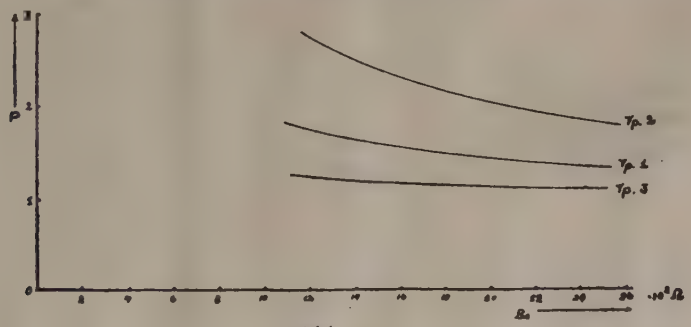


Abb. 15.

zeigt einen entschieden flacheren Verlauf als die entsprechende Kurve für Kupferelektroden in Abb. 9. Infolge des niedrigen Hautwiderstandes und des hohen Körperinnenwiderstandes beeinflußt

ein in gleicher Größenordnung sich ändernder äußerer Widerstand R_M das Verhältnis $\frac{R + R_2}{R_1}$ nur wenig.

f) Zu den Versuchsergebnissen.

Zu den Versuchsdaten ist allgemein zu sagen, daß die gefundenen Werte für den Körperinnenwiderstand und Hautwiderstand durchaus in der Größenordnung der von Gildemeister (14) und Einthoven und Bijtel (19) festgestellten liegen, während der gemessene mittlere Wert der Polarisationskapazität mit 0,1 μF/cm² fast eine Zehnerpotenz größer ist als die von genannten Autoren angegebenen Werte. Holzer (13) hat allerdings noch größere Werte für die Hautkapazität festgestellt und gibt einen mittleren Wert von 0,36 μF/cm² an. Diese Kapazitätswerte sind noch klein im Verhältnis zu den unter gleichen Versuchsbedingungen bei einer einfachen Polarisationszelle aus Bleielektroden in Kochsalzlösung gemessenen Werte. Bezogen auf 1 cm² ergab sich hier eine Kapazität von rund 10 μF, ein Wert, der die Annahme Gildemeisters stützt, daß die Polarisation an der Haut zustande kommt durch die Wirkung vieler hintereinander geschalteter Zellagen. Er hält mindestens 60 bis 120 solcher polarisierbarer Flächen nicht für unwahrscheinlich. Aus meiner rohen Vergleichsmessung würden sich etwa 100 hintereinander geschaltete Polarisationszellen für die Haut ergeben. Die Annahme einer großen Anzahl hintereinander geschalteter Zellen erklärt auch, daß die an sich vorhandene verschiedene Polarisierbarkeit der Elektroden in der gemessenen Gesamthautkapazität nur durch eine geringe Änderung zum Ausdruck kommt. Maßgebend für die Hautkapazität ist die Größe der Elektroden und die Anzahl der Zellagen der Haut.

F. *Abschätzung der Wirkung der Körperkonstanten auf die Form des EKG.*

Mit Hilfe dieser gemessenen Werte der Körperkonstanten soll nun diskutiert werden, inwieweit durch ein Saitengalvanometer Ver

fälschungen der Form des EKG entstehen können, bzw. wann man sicher ist, keine solchen Verzerrungen zu bekommen. Um ein wahres Bild der Aktionsspannung des Herzens zu erhalten, ist es, wie schon Einthoven erkannte, erforderlich, daß der vom Saitengalvanometer registrierte Stromverlauf der an den Ableitungsstellen wirksamen elektromotorischen Kraft des Herzens streng proportional ist. Während Einthoven diese Proportionalität auf Grund seiner Messungen als erfüllt ansah, wies Kahlson zum erstenmal darauf hin, daß dieses nicht ohne weiteres der Fall ist. Zerlegt man nämlich rein formal das EKG als eine periodische Funktion der Zeit durch eine harmonische Analyse, so stellt es sich dar als eine Überlagerung von Sinuswellen verschiedener Frequenz und Amplitude. Andererseits enthält die Gesamtimpedanz des Körpers [3]) durch die Polarisationskapazität der Haut ein frequenzabhängiges Glied. Es kann also keine strenge Proportionalität zwischen Spannung und Strom vorhanden sein. Diese an sich richtige Tatsache erhärtet Kahlson durch nicht ganz klare Versuche. Er findet bei Messungen am isolierten Froschherzen, daß das Verhältnis der Amplitude der R-Zacke zur Amplitude der T-Zacke bei Verkleinerung des Widerstandes des Meßinstrumentes abnimmt. Das würde heißen, durch ein Saitengalvanometer mit niedrigem Saitenwiderstand wird die einer hohen Frequenz entsprechende R-Zacke unterbewertet gegenüber der einer niedrigen Frequenz entsprechenden T-Zacke. Die Theorie erfordert aber gerade das Gegenteil, und dies finden auch Holzer (13) und Bickenbach und Butter (15) bei ihren Messungen am Menschen, worauf später noch zurückzukommen sein wird.

Um allgemein angeben zu können, welche Verzerrungen der Amplituden des EKG sich bei dem Gebrauch eines Saitengalvanometers zeigen können, hat Holzer unter Benutzung der Gleichung für die Gesamtimpedanz des Körpers:

[3]) Es wird im folgenden als selbstverständlich angesehen, daß der Körperruhestrom nicht durch einen Kondensator unterdrückt wird, sondern durch einen Gegenstrom kompensiert wird.

$$Z = R_1 + \frac{R_2}{1 + w^2C^2R_2^2} - j\,\frac{w\,C\,R_2^2}{1 + w^2C^2R_2^2},$$

$$Z = \sqrt{\left(R_1 + \frac{R_2}{1 + w^2C^2R_2^2}\right)^2 + \left(\frac{w\,C\,R_2^2}{1 + w^2C^2R_2^2}\right)^2}$$

bei Zugrundelegung des in Abb. 2 angegebenen Ersatzschemas berechnet, welcher Bruchteil der Aktionsspannung des Herzens bei einem bestimmten Saitenwiderstand für verschiedene Frequenzen gemessen wird. Hieraus läßt sich aber über das Verhältnis der R- zur T-Zacke nichts sagen, da die Zerlegung durch harmonische Analyse ja rein formal ist. Man kann wohl sagen, die R-Zacke entspricht einem schnellen Vorgang und die T-Zacke einem langsamen, aber nicht genau diese Zacke entspricht der bestimmten Frequenz. Auch läßt sich bei diesem Vorgehen nichts aussagen über die durch die Meßapparatur bedingte Vergrößerung der S-Zacke bzw. die biphasische T-Zacke.

Eine Erklärung für die vergrößerte Ausbildung der S-Zacke geben Lueg und Gaarz (3). Diese Erklärung enthält Richtiges, stimmt aber nicht ganz. Lueg und Gaarz führen die Ausbildung bzw. Vergrößerung der S-Zacke zurück auf die beim Ein- bzw. Abschalten einer Gleichspannung beobachtete Schaltzacke, der Schaltzacke, die in vorliegender Arbeit zur Bestimmung der Körperkonstanten benutzt wurde. Sie berücksichtigen dabei jedoch nicht, daß es sich ja bei der R-Zacke um eine wenn auch sehr schnell aber doch eine gewisse Zeit brauchende ansteigende Spannung handelt, die nicht plötzlich, sondern ungefähr in derselben Zeit wieder abfällt.

Über die sich bei Ersetzung sowohl der R-Zacke wie der T-Zacke durch eine solche Dreieckspannung ergebenden Folgen, die alle beobachteten Verzerrungen des EKG sehr gut erklären, sei nun weiter berichtet:

Der in Abb. 16 gezeichnete Dreieckspannungsstoß drückt sich analytisch folgendermaßen aus:

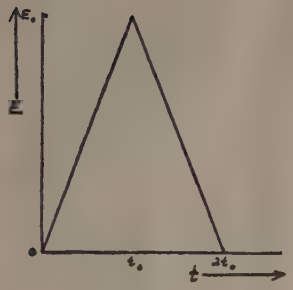


Abb. 16

$$E = E_0 a t \qquad \text{für } 0 \leqq t \leqq t_0,$$
$$E = E_0 a\,(2\,t_0 - t) \quad \text{für } t_0 \leqq t \leqq 2\,t_0.$$

Es ist E_0 der Höchstwert von E, t_0 die Zeit zu der dieser Höchstwert erreicht ist und a eine Konstante die den Anstieg von E bestimmt. Schaltet man einen solchen Dreieckspannungsstoß auf den menschlichen Körper, so ergibt sich bei Zugrundelegung wieder des Schemas von Abb. 2 und Beibehaltung der dort eingeführten Bezeichnungen für den Strom i_1 während des Spannungsanstiegs:

$$i_1 = E_0 a \left\{ \frac{t}{R_1 + R_2} + \frac{C R_2^2}{(R_1 + R_2)^2} \left(1 - e^{-\frac{t}{T}}\right) \right\}$$

und während des Spannungsabfalls:

$$i_1 = E_0 a \left\{ \frac{2\,t_0 - t}{R_1 + R_2} - \frac{C R_2^2}{(R_1 + R_2)^2} \left(1 + e^{-\frac{t}{T}} - 2e^{-\frac{t_0 - t}{T}}\right) \right\}.$$

Diese Berechnung gestaltet sich ähnlich wie die im Abschnitt B ausgeführte. Der am Saitenwiderstand R_M gemessene Spannungsabfall beträgt:

$$E_M = R_M \cdot i_1 .$$

Aus diesen Gleichungen geht hervor, wie gleich vorweg genommen sei, daß für eine unverfälschte Wiedergabe eines Dreieckspannungsstoßes ein möglichst kleiner Wert von $\frac{C R_2^2}{(R_1 + R_2^2)}$ im Vergleich zu $\frac{t}{R_1 + R_2}$ erforderlich ist, d. h. zunächst für einen langsamen Span-

nungsanstieg und -abfall liegen die Verhältnisse vorteilhafter als für einen schnellen. Ferner ist ein kleiner Wert für die Polarisationskapazität und den Hautwiderstand und ein großer Widerstand des Meßinstrumentes anzustreben. Hier sind aber nun den einzelnen Größen Grenzen gesetzt. Beim Saitengalvanometer ist ein Wert von 10 000 Ohm für den Saitenwiderstand schon sehr hoch. Die Polarisationskapazität und der Hautwiderstand ändern sich gegenläufig, d. h. bei großen Elektroden, bei denen der Hautwiderstand klein ist, ist die Polarisationskapazität groß. Infolge des quadratischen Eingehens von R_2 ist aber dessen Wirkung größer und daher vor allem klein zu machen.

Um dies im einzelnen zu veranschaulichen, habe ich für mittlere Werte der R-Zacke ($E_0 = 1{,}2$ mV, $a = 25\ \text{sec}^{-1}$, $t_0 = 0{,}04$ sec) und der T-Zacke ($E_0 = 0{,}4$ mV, $a = 6{,}67\ \text{sec}^{-1}$, $t_0 = 0{,}15$ sec), die den Angaben von Groß (6) über die physiologische Schwankungsbreite des EKG's entnommen sind, den Verlauf von E_2 berechnet unter Benutzung der bei den verschiedenen Elektroden gemessenen Werte der Körperkonstanten.

Abb. 17 zeigt für kleine Silber- bzw. Kupferelektroden, bei denen mittlere Werte angenommen wurden von $C = 2 \cdot 10^{-6}$ Farad, $R_1 = R_M + 500$ Ohm, $R_2 = 10\,000$ Ohm die zu Grunde gelegte Form der R- und T-Zacke und darin die Form, die von einem Saitengalvanometer bei verschiedenen Saitenwiderständen von 1000, 5000 und 10 000 Ohm gemessen werden würde. Genau genommen würden diese Zacken einen exponentiellen Anstieg und Abfall zeigen, da aber die Abweichung von einer Geraden gering ist, ist dieses ebenso wie die Phasenverschiebung der Spitze, die zwischen 1- und 2-Tausendstel Sekunde beträgt, in der Zeichnung nicht mehr sichtbar gemacht. Die Abbildungen beweisen klar, daß in diesem Beispiel das Saitengalvanometer falsch registriert, es ist sowohl die künstliche S-Zacke vorhanden wie die vorgetäuschte biphasische T-Zacke. Daß von der zu Grunde gelegten Aktionsspannung nur ein kleiner Teil gemessen wird, wäre nicht wichtig; denn die wirklich an den Ableiteelektroden vorhandene Spannung kann ja durch die

Berechnung der in Abb. 17 gezeichneten Kurven aus den auf S. 31 angegebenen Gleichungen.

$t = t_0$	$t = 2\,t_0$

R-Zacke

$E_0 = 1{,}2$ mV, $a = 25$ sec^{-1}, $t_0 = 0{,}04$ sec, $C = 2 \cdot 10^{-6}$ F, $R_1 = R_M + 0{,}5 \cdot 10^3\ \Omega$, $R_2 = 10^4\ \Omega$.

$R_M = 10^3\ \Omega$

$$E_M = 1{,}2 \cdot 10^{-2} \cdot 25 \cdot 10^3 \left\{ \frac{0{,}04}{11{,}5 \cdot 10^3} + \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{1{,}32 \cdot 10^8} \left(1 - e^{-15{,}3}\right) \right\}$$

$E_M = 0{,}15$ mV.

$$E_M = -\,1{,}2 \cdot 10^{-2} \cdot 25 \cdot 10^3\ \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{1{,}32 \cdot 10^8} \left(1 + e^{-30{,}6} - 2\,e^{-15{,}3}\right)$$

$E_M = -\,0{,}045$ mV.

$R_M = 5 \cdot 10^3\ \Omega$

$$E_M = 1{,}2 \cdot 10^{-2} \cdot 25 \cdot 5 \cdot 10^3 \left\{ \frac{0{,}04}{15{,}5 \cdot 10^3} + \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{2{,}4 \cdot 10^8} \left(1 - e^{-5{,}6}\right) \right\}$$

$E_M = 0{,}512$ mV.

$$E_M = -\,1{,}2 \cdot 10^{-2} \cdot 25 \cdot 5 \cdot 10^3\ \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{2{,}4 \cdot 10^8} \left(1 + e^{-11{,}2} - 2\,e^{-5{,}6}\right)$$

$E_M = -\,0{,}125$ mV.

$R_M = 10^4\ \Omega$

$$E_M = 1{,}2 \cdot 10^{-2} \cdot 25 \cdot 10^4 \left\{ \frac{0{,}04}{20{,}5 \cdot 10^3} + \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{4{,}2 \cdot 10^8} \left(1 - e^{-4}\right) \right\}$$

$E_M = 0{,}726$ mV.

$$E_M = -\,1{,}2 \cdot 10^{-2} \cdot 25 \cdot 10^4\ \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{4{,}2 \cdot 10^8} \left(1 + e^{-8} - 2\,e^{-4}\right)$$

$E_M = -\,0{,}138$ mV.

T-Zacke

$E_0 = 0.4$ mV, $a = 6{,}67$ sec^{-1}, $t_0 = 0{,}15$ sec, $C = 2 \cdot 10^{-6}$ F, $R_1 = R_M + 0{,}5 \cdot 10^3\ \Omega$, $R_2 = 10^4\ \Omega$.

$R_M = 10^3\ \Omega$

$$E_M = 0{,}4 \cdot 10^{-2} \cdot 6{,}67 \cdot 10^3 \left\{ \frac{0{,}15}{11{,}5 \cdot 10^3} + \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{1{,}32 \cdot 10^8} \left(1 - e^{-57{,}5}\right) \right\}$$

$E_M = 0{,}0388$ mV.

$$E_M = -\,0{,}4 \cdot 10^{-2} \cdot 6{,}67 \cdot 10^3\ \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{1{,}32 \cdot 10^8} \left(1 + e^{-11{,}5} - 2\,e^{-57{,}5}\right)$$

$E_M = -\,0{,}00404$ mV.

$R_M = 5 \cdot 10^3\ \Omega$

$$E_M = 0{,}4 \cdot 10^{-2} \cdot 6{,}67 \cdot 5 \cdot 10^3 \left\{ \frac{0{,}15}{15{,}5 \cdot 10^3} + \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{2{,}4 \cdot 10^8} \left(1 + e^{-21{,}2}\right) \right\}$$

$E_M = 0{,}14$ mV.

$$E_M = -\,0{,}4 \cdot 10^{-2} \cdot 6{,}67 \cdot 5 \cdot 10^3\ \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{2{,}4 \cdot 10^8} \left(1 + e^{-42{,}4} - 2\,e^{-21{,}2}\right)$$

$E_M = -\,0{,}0111$ mV.

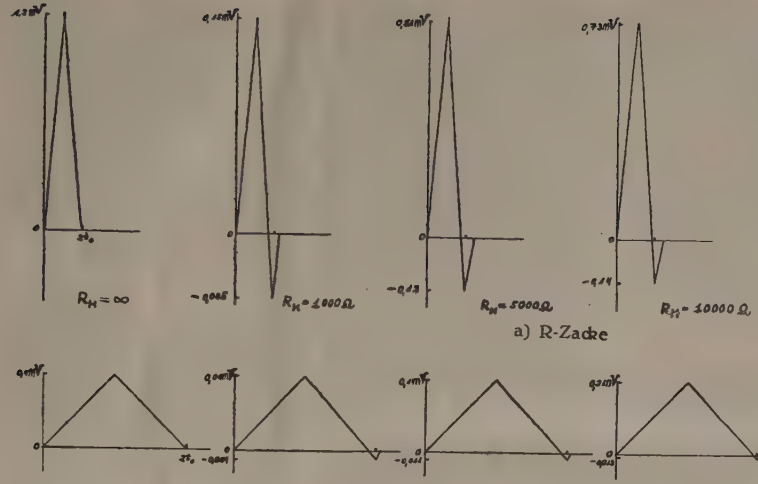
$R_M = 10^4\ \Omega$

$$E_M = 0{,}4 \cdot 10^{-2} \cdot 6{,}67 \cdot 10^4 \left\{ \frac{0{,}15}{20{,}5 \cdot 10^3} + \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{4{,}2 \cdot 10^8} \left(1 - e^{-14{,}7}\right) \right\}$$

$E_M = 0{,}208$ mV.

$$E_M = -\,0{,}4 \cdot 10^{-2} \cdot 6{,}67 \cdot 10^4\ \frac{2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^8}{4{,}2 \cdot 10^8} \left(1 + e^{-29{,}2} - 2\,e^{-14{,}7}\right)$$

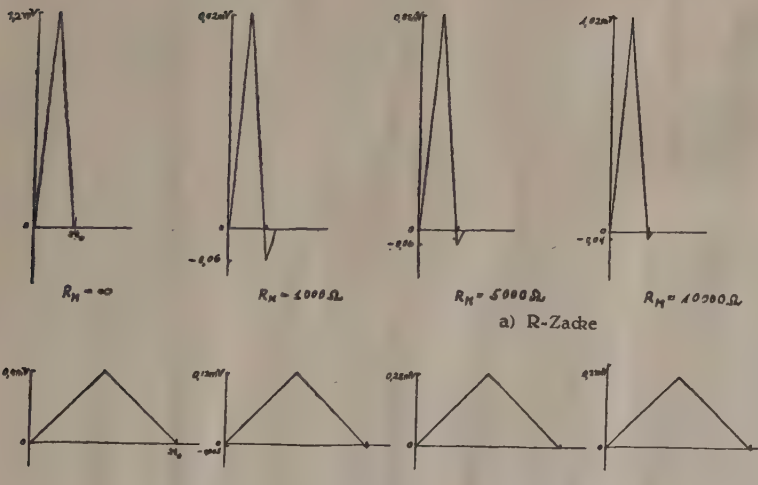
$E_M = -\,0{,}0127$ mV.



a) R-Zacke

b) T-Zacke

Abb. 17.



a) R-Zacke

b) T-Zacke

Abb. 18.

Eichung bei angeschlossenem Körper ermittelt werden, aber es müßte für jede Zacke derselbe Teil gemessen werden. Auch dies ist nicht der Fall. Bei einem zu Grunde gelegten Verhältnis von 3 zu 1 zwischen R- und T-Zacke zeigt sich hier die Vergrößerung des Verhältnisses auf 3,9 bis 3,5 zu 1.

Entschieden bessere Resultate gibt das Saitengalvanometer bei großen Elektroden. Abb. 18 zeigt dieses für Silber- bzw. Kupferelektroden von 80 cm² bei Werten von $C = 5 \cdot 10^{-6}$ Farad, $R_1 = R_M + 300$ Ohm und $R_2 = 2000$ Ohm.

Eine biphasische T-Zacke ist nur noch bei einem Saitenwiderstand von 1000 Ohm wahrnehmbar, dagegen ist die künstliche S-Zacke erst bei einem Saitenwiderstand von 10 000 Ohm zu vernachlässigen; denn für ein gewöhnliches EKG, bei dem 1 mV einem Ausschlag von 1 cm entspricht, wird ein Fehler von etwa 4% schon in die Strichbreite fallen. Für ein großgeschriebenes EKG von etwa 5 cm Größe ist bei 0,5 mm Strichbreite aber eine Genauigkeit von 1% zu verlangen, und diese ist bei diesen Elektroden nicht gewährleistet. Man muß noch größere Elektroden von etwa 120 cm² gebrauchen oder Wannenelektroden.

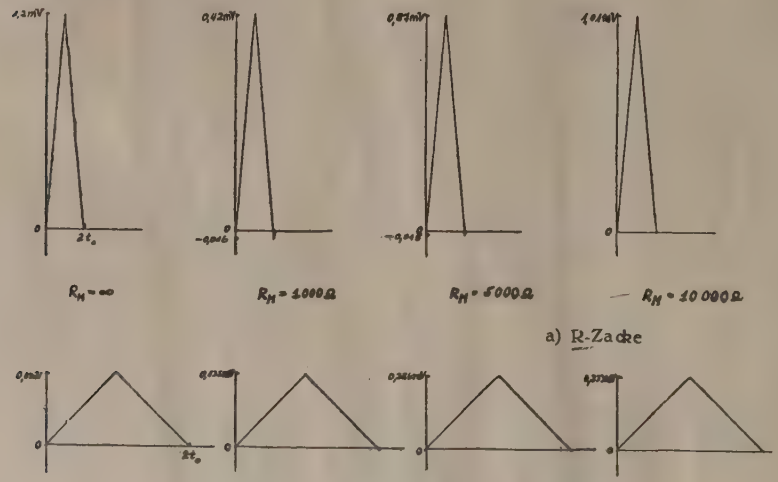


Abb. 19.

Für Wannenelektroden, und zwar um hierdurch eine gewisse obere Fehlergrenze zu haben für die ungünstigsten gemessenen Werte von $C = 5 \cdot 10^{-6}$ Farad, $R_1 = R_M + 1000$ Ohm, $R_2 = 1000$ Ohm, sind die Ergebnisse in Abb. 19 dargestellt.

Bei einem Saitenwiderstand von 10 000 Ohm beträgt nun die noch mögliche Vergrößerung der S-Zacke etwa 1% der R-Zacke, was zugleich infolge der getroffenen Wahl der Konstanten etwa die obere Grenze für den normalerweise bei diesen Elektroden noch entstehen könnenden Fehler ist. Auch das Verhältnis $\frac{R}{T}$ weicht von dem zu Grunde gelegten Wert nur noch um 1% ab.

Interessant ist, daß in diesem letzteren Fall bei Tastung einer Eichung in das EKG sich noch eine Einschalt- bzw. Ausschaltzacke zeigen könnte von einer Größe von etwa 9% des Eichausschlages. Es ist daher wahrscheinlich, daß die von Groß festgestellte kleine Zacke bei der Eichung nicht, wie er annimmt, auf eine Periodizität der Saite zurückzuführen ist, sondern es sich um den Rest dieser Schaltzacke handelt (die ganze Schaltzacke wird das Saitengalvanometer nicht registrieren, da dieselbe in diesem Beispiel schon in 1-Hundertstel Sekunde um 85% fällt).

Nicht berücksichtigt wurde bei diesen Abschätzungen, die an sich beobachtete Veränderung der Polarisationskapazität mit der Zeit, da ja nur mit abgerundeten Werten gerechnet wurde und sich hierdurch höchstens bei der T-Zacke eine Änderung um 10% des Fehlers ergeben könnte, während bei der S-Zacke diese Korrektion noch weniger betragen würde.

Bemerkt sei noch, daß es also falsch ist, in der Elektrokardiographie einige Elektroden als unpolarisierbar zu bezeichnen; denn Polarisation tritt bei allen Elektroden auf, da wie gezeigt, nicht die Polarisation an den Elektroden sondern an der Haut entscheidend ist. Wohl hat unter bestimmten Bedingungen die Polarisation keinen Einfluß mehr auf die Messung, aber dann von unpolarisierbaren Elektroden zu sprechen, führt zu Verwirrungen, indem die gleichen Elektroden einmal als unpolarisierbar und dann wieder als polari-

sierbar bezeichnet werden. Wann und wieweit die Polarisation die Messungen beeinflußt, zeigt ja die vorliegende Arbeit.

ZUSAMMENFASSUNG.

Es werden mittels eines Kathodenstrahloszillographen aus der beim Tasten eines Gleichspannungsstoßes auf den menschlichen Körper entstehenden Schaltzacke, die Polarisationskapazität der Haut und die Körperwiderstände bestimmt. Für die Polarisationskapazität ergibt sich ein mittlerer Wert von rund 0,1 $\mu F/cm^2$, für den Körperinnenwiderstand ein Wert von 250 bis 1000 Ohm und für den Hautwiderstand ein Wert von 50 000 bis 150 000 Ohm/cm^2.

Diese Meßdaten werden benutzt zur Abschätzung der bei einem mit einem Saitengalvanometer aufgenommenen EKG möglichen Verzerrungen, was dadurch ermöglicht wird, daß die Zacken des EKG's durch Dreieckspannungsstöße ersetzt werden. Während bei Bindeelektroden von 20 cm^2 Größe die Verzerrung 20—30% betragen kann, liegt sie bei Wannenelektroden und einem Saitenwiderstand von 10 000 Ohm unter 1%. Bei einem Kathodenstrahloszillographen mit einem Eingangswiderstand des Verstärkers von 1 Megohm liegt die durch Polarisation mögliche Verzerrung bei allen diesen Elektroden unter 1%.

Herrn Dozenten Dr. W. Schmitz danke ich für seine stete Anteilnahme und für die freundliche Förderung der Arbeit, ebenso danke ich Herrn Prof. Dr. L. Grebe für die Arbeitsmöglichkeit im Röntgenforschungsinstitut der Universität Bonn.

Schrifttum.

1. G. Kahlson: Eine neue Methode der Elektrokardiographie. Pflügers Arch. 220, 132 (1928).
2. F. M. Groedel: Verh. d. Dt. Ges. f. innere Medizin. 43. Kongr. 1931, S. 179. Berlin.
3. W. Lueg und W. Gaarz: Der Einfluß d. Polarisationskapazität d. Haut u. d. Gewebe auf die Ausbildung der S-Zacke beim klinischen EKG. Zs. f. d. ges. exp. Med. 95, 572 (1935).
4. J. Ritzmann: Die Eignung des Spannungs-(Verstärker-)Elektrokardiographen zum quantitativen Arbeiten. Hausmittlg. der Siemens-Reiniger-Werke 12, 1936 II.
5. O. Bickenbach u. R. Butter: Zur Bewertung der Form des EKG's. Z. klin. Med. 173 (1932).
6. K. Groß: Über die Notwendigkeit und die praktische Durchführung quantitativen Arbeitens in der Elektrokardiographie. Münch. Med. Wschr. Jhr. 83, 1335 (1936).
7. W. Schmitz und H. Schäfer: Zur Technik und Deutung des EKG's. Zs. f. d. ges. exp. Med. 96, 257 (1935).
8. M. Gildemeister: Über elektrischen Widerstand, Kapazität und Polarisation der Haut. Pflügers Arch. 219, 89 (1928).
9. S. Hozawa: Über die Polarisationskapazität der menschl. Haut als Funktion der Wechselstromfrequenz. Zeitschr. f. Biol. 92, 209 (1932).
10. N. N. Malov und S. N. Rschevkin: Über die Frequenzabhängigkeit des Widerstandes des menschl. Körpers. Hochfrequenztechn. u. Elektroakustik 39, 93 (1932).
11. S. Hozawa: Die „Anfangszacke" des el. Stromes durch den Menschenkörper, betrachtet als Ladungserscheinung der Polarisationskapazität der Haut. Pflügers Arch. 219, 111 (1928).
12. H. Schäfer: Messungen der Hautpolarisation mit dem Röhrenvoltmeter. Zeitschr. f. Biol. 94, 11 (1933).

13. W. Holzer: Über die el. Spannungsübertragung durch biol. Objekte, mit besonderer Berücksichtigung der elektrokardiographischen Methodik. Zs. f. Kreislaufforschg. 28, 113 (1936).
14. M. Gildemeister: Elektrotechn. Zeitschr. 463, 40 (1919).
15. W. Schmitz: Die Registrierung von Aktionsströmen mit dem Kathodenstrahloszillographen. Pflüg. Arch. 232, 1 (1933).
16. K. Groß: Ein Elektrokardiograph zum quantit. Arbeiten f. den Praktiker. Zs. f. Kreislaufforschg. 28, 269 (1936).
17. H. Ballins: Pflügers Arch. 213, 816 (1926).
18. F. Krüger: Zs. f. Elektrochemie 16, 522 (1910).
19. Einthoven und Bijtel: Pflügers Arch. 198, 439 (1923).
20. M. Gildemeister: Pflügers Arch. 219, 82 (1928).
21. N. N. Malov und S. N. Rschevkin: Zur Frage des Normalwiderstandes des menschl. Körpers. Hochfrequenztechn. u. Elektroakustik 39, 127 (1932).

LEBENSLAUF.

Ich, Karl Friedrich Dornseifer, katholischer Konfession, wurde am 29. März 1913 zu Dortmund-Hombruch geboren als Sohn des Uhrmachers Adolf Dornseifer und seiner Ehefrau Hubertine geb. Siemer. Mein Reifezeugnis erhielt ich am 22. 2. 1932 von der Oberrealschule in Dortmund. Ich studierte Physik, Mathematik und Chemie in Marburg, München und Bonn und legte in Bonn zu Ende des S.S. 1935 das physikalische Verbandsexamen ab. Nachdem ich dann ein Jahr freiwillig in der Wehrmacht gedient hatte, begann ich im W.S. 1936/37 mit der Anfertigung meiner Doktorarbeit. Die mündliche Prüfung fand am 22. Juni 1938 statt.